

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4806561号
(P4806561)

(45) 発行日 平成23年11月2日(2011.11.2)

(24) 登録日 平成23年8月19日(2011.8.19)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/10 3 1 0 B

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-317975 (P2005-317975)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成17年11月1日(2005.11.1)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2007-125074 (P2007-125074A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成19年5月24日(2007.5.24)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成20年8月27日(2008.8.27)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	大友 直樹
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨折リスク評価システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の測定部位に対して物理波を送受波し、それにより得られた受信信号に基づいて、前記測定部位の骨の性状を表す骨性状評価値を求める骨性状評価手段と、

前記被検者について運動を検出し、それにより得られた検出信号に基づいて、前記被検者のふらつき程度を表す運動能力評価値を求める運動能力評価手段と、

前記骨性状評価値と前記運動能力評価値とに基づいて、前記被検者について骨折リスクの度合いを表す総合評価値を演算する総合評価値演算手段と、

を含み、

前記総合評価値演算手段は、前記被検者の性別及び年齢に応じて重みを可変設定する関数を備え、当該関数に従って前記被検者の性別及び年齢に応じて可変設定される重みを利用して前記骨性状評価値と前記運動能力評価値とに対して重み付けを行いつつ前記総合評価値を演算する、

ことを特徴とする骨折リスク評価システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記物理波は超音波であり、

前記骨性状評価手段は、前記受信信号に基づいて、前記測定部位を透過した超音波について音速及び減衰の少なくとも一方を計測することにより、前記骨性状評価値を求めることを特徴とする骨折リスク評価システム。

10

20

【請求項 3】

請求項 1 記載のシステムにおいて、
前記物理波は X 線であり、

前記骨性状評価手段は、前記受信信号に基づいて、前記測定部位を透過した X 線の減衰量を計測することにより、前記骨性状評価値を求めることを特徴とする骨折リスク評価システム。

【請求項 4】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記運動能力評価手段は、前記被検者における基準点の運動を検出することにより、前記運動能力評価値を求めることを特徴とする骨折リスク評価システム。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載のシステムにおいて、

前記運動能力評価手段は、

前記被検者の両足を載せる荷重検出ユニットと、

前記荷重検出ユニットの出力信号に基づいて、前記基準点の運動として重心の運動を検出する重心運動検出ユニットと、

を含むことを特徴とする骨折リスク評価システム。

【請求項 6】

請求項 4 記載のシステムにおいて、

前記運動能力評価手段は、

前記被検者に装着された運動センサと、

前記運動センサからの出力信号に基づいて、前記基準点の運動として前記運動センサが装着されている装着部位の運動を検出する装着部位運動検出ユニットと、

を含むことを特徴とする骨折リスク評価システム。

20

【請求項 7】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記骨性状評価手段は、

前記受信信号に基づいて、前記被検者について骨性状を表す実測値を演算する実測値演算部と、

前記被検者の性別及び年齢に対応する予め登録された骨性状標準値に対して前記骨性状を表す実測値を比較することにより正又は負の符号を有する数値として前記骨性状評価値を演算する骨性状比較演算部と、

30

を含み、

前記運動能力評価手段は、

前記検出信号に基づいて、前記被検者について運動能力を表す実測値を演算する実測値演算部と、

前記被検者の性別及び年齢に対応する予め登録された運動能力標準値に対して前記運動能力を表す実測値を比較することにより正又は負の符号を有する数値として前記運動能力評価値を演算する運動能力比較演算部と、

40

を含み、

前記総合評価値演算手段は、前記骨性状評価値と前記運動能力評価値の重み付け加算により正又は負の符号を有する数値として前記総合評価値を演算する、

ことを特徴とする骨折リスク評価システム。

【請求項 8】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記骨性状評価手段における物理波を送受波するユニットと、前記運動能力評価手段における前記被検者の運動を検出するユニットと、が構造的に一体化され、

前記骨性状の評価と前記運動能力の評価とを同時に行い得ることを特徴とする骨折リスク評価システム。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は骨折リスク評価システムに関し、特に、骨折のおそれあるいは危険度（リスク）を複数の観点から総合評価するシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

骨評価装置は、X線や超音波などの物理波を用いて骨の性状を評価する装置である。X線を用いた骨評価の場合には測定部位に対してX線が透過され、その際のX線の減衰量から骨塩量が求められる。超音波を用いた骨評価の場合には、測定部位に対して超音波が送波され、測定部位を通過した超音波についての音速や減衰を観測することによって骨の力学的特性あるいは構造的特性を表す評価値が演算される。特許文献1には、X線の計測と超音波の計測とを組み合わせる骨の性状を評価する骨評価装置が開示されている。特許文献2には、超音波の減衰、特に減衰特性の傾きを骨評価に利用することが開示されている。

10

【0003】

一方、被検者について重心の動揺を計測する装置が知られている。重心の動揺の度合いを定量評価することによって、被検者について運動能力を評価することが可能である。特許文献3、4及び5には、被検者を載せる荷重計測用の台座を有する重心動揺計測装置が開示されている。

20

【0004】

なお、特許文献6には、ビデオカメラによる撮像により被検者について運動軌跡を算出し、それに基づいて転倒発生危険度を判定する装置が記載されている。特許文献7には、身体状態に関する複数種類の情報から身体能力を総合的に判定する装置が記載されている。特許文献8には、身体の頭部、腰部などに装着された運動センサの出力信号に基づいて平衡感覚機能を診断するシステムが開示されている。

【0005】

【特許文献1】特開平6-22960号公報

【特許文献2】特開平7-31612号公報

【特許文献3】特開平4-28353号公報

30

【特許文献4】特開2005-46535号公報

【特許文献5】特開2005-87312号公報

【特許文献6】特開2004-261376号公報

【特許文献7】特開2003-199728号公報

【特許文献8】特開2004-344433号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来においては、被検者の運動能力の評価（マクロ評価）と被検者の骨についての評価（マクロ評価）とを組み合わせ、それら評価結果を総合して骨折の危険度を求めることは行われていない。特許文献7には、複数種類の情報を参照することが開示されているが、骨それ自体の性状は考慮されていない。

40

【0007】

骨評価の究極的な目的の1つには、骨折リスクを予測することにあるが、従来においては、そのような骨折リスクを総合的に評価することは行われていない。例えば、骨の性状としての骨量が減少した者とそれが通常の者とを比較した場合、同じ転倒発生率であれば、前者の方が後者よりも骨折の危険度は大きいと言えるし、骨量が同じであれば、転倒発生率の大小が骨折の危険度の大小を左右すると言える。特に、高齢者が転倒して大腿骨などの主要骨を骨折した場合、寝たきりになってしまう可能性が高いという点が指摘されており、予防医学の観点からも、骨折の危険度を総合的に評価することが求められている。

50

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、骨折のリスクを総合評価できるようにすることにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の目的は、骨の性状と運動能力とを総合的に考慮して骨折のリスクを評価できるようにすることにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明に係るシステムは、被検者の測定部位に対して物理波を送受波し、それにより得られた受信信号に基づいて、前記測定部位の骨の性状を表す骨性状評価値を求める骨性状評価手段と、前記被検者について運動を検出し、それにより得られた検出信号に基づいて、前記被検者のふらつき程度を表す運動能力評価値を求める運動能力評価手段と、前記骨性状評価値と前記運動能力評価値とに基づいて、前記被検者について骨折リスクの度合いを表す総合評価値を演算する総合評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、被検者における測定部位に対する超音波又はX線などの物理波の送受波によって骨性状評価値が演算される。つまり、骨それ自体の性状（特に骨折のし易さあるいはし難さの度合い）を評価できる。一方、被検者の運動、特にふらつき程度を検出することによって被検者についての運動能力を評価できる。例えば、高齢者の場合、平衡感覚や運動機能に障害がある者の場合、転倒確率が高まるので、それを評価できる。つまり、骨折の直接的な誘因となる現象が生じる確率を評価できる。そして、骨正常評価値と運動能力評価値とから骨折リスクの度合いを示す総合評価値が演算される。

20

【 0 0 1 2 】

骨性状評価値と運動能力評価値に対して重み付け加算を行って総合評価値を求めるようにしてもよく、その場合に、年齢、性別等の被検者属性に従って、重みを可変設定するのが望ましい。勿論、重み付け加算以外の演算式によって総合評価値を求めることも可能である。いずれにしても、骨自体の評価と被検者の運動機能の評価の両面を考慮すれば、従来の片面的な評価では得られない、骨折リスクを表す新しい指標を導出できる。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記物理波は超音波であり、前記骨性状評価手段は、前記受信信号に基づいて、前記測定部位を透過した超音波について音速及び減衰の少なくとも一方を計測することにより、前記骨性状評価値を求める。超音波を利用すれば被ばくの問題を回避できる。骨評価の手法それ自体は各種のものが知られている。

30

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記物理波はX線であり、前記骨性状評価手段は、前記受信信号に基づいて、前記測定部位を透過したX線の減衰量を計測することにより、前記骨性状評価値を求める。X線を利用すればその減衰から骨中の骨塩量を高精度に求めることができる。骨塩量の観点から骨の健全性を評価できる。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記運動能力評価手段は、前記被検者における基準点の運動を検出することにより、前記運動能力評価値を求める。この場合、踏台上において被検者を起立させ、その静止状態で基準点の運動を検出するようにしてもよいし、被検者に所定の行為（例えば足踏運動）を行わせ、その運動状態で基準点の運動を検出するようにしてもよい。

40

【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記運動能力評価手段は、前記被検者の両足を載せる荷重検出ユニットと、前記荷重検出ユニットの出力信号に基づいて、前記基準点の運動として重心の運動を検出する重心運動検出ユニットと、を含む。例えば、重心運動の軌跡を求め、その面積、長さ等から運動能力を評価するようにしてもよい。重心動揺評価の手法としては各種のものが知られている。

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記運動能力評価手段は、前記被検者に装着された運動センサと、前記運

50

動センサからの出力信号に基づいて、前記基準点の運動として前記運動センサが装着されている装着部位の運動を検出する装着部位運動検出ユニットと、を含む。運動センサは、位置センサ、速度センサ、加速度センサ、方向センサ、などであってもよい。地磁気を利用するセンサを用いることもできる。

【0018】

望ましくは、前記骨性状評価手段は、前記受信信号に基づいて、前記被検者について骨性状を表す実測値を演算する実測値演算部と、予め登録された標準値に対して前記骨性状を表す実測値を比較することにより前記骨性状評価値を演算する骨性状比較演算部と、を含む。

【0019】

望ましくは、前記運動能力評価手段は、前記検出信号に基づいて、前記被検者について運動能力を表す実測値を演算する実測値演算部と、予め登録された標準値に対して前記運動能力を表す実測値を比較することにより前記運動能力評価値を演算する運動能力比較演算部と、を含む。

【0020】

望ましくは、前記総合評価値演算手段は、前記被検者に関する属性情報に応じて、前記骨性状評価値と前記運動能力評価値とに対して重み付けを行いつつ、前記総合評価値を演算する。望ましくは、前記被検者に関する属性情報には、年齢及び性別の少なくとも1つが含まれる。

【0021】

望ましくは、前記骨性状測定手段における物理波を送受波するユニットと、前記運動能力評価手段における前記被検者の運動を検出するユニットと、が構造的に一体化され、前記骨性状の評価と前記運動能力の評価とを同時に行い得る。この構成によれば、計測を簡便且つ迅速に行える。

【発明の効果】

【0022】

以上説明したように、本発明によれば、骨折のリスクを総合評価できる。特に、本発明によれば、骨の性状と運動能力とを総合的に考慮して骨折のリスクを評価できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0024】

図1には、本発明に係る骨折リスク評価システムの第1実施形態が示されている。骨折リスク評価システムは、図1に示す構成例において、運動測定ユニット12と、骨測定ユニット14と、演算ユニット16とを有している。

【0025】

運動測定ユニット12は、起立した状態にある被検者の両足を載せる踏台13を有している。また後に説明するように、複数の荷重センサを有している。この構成により被検者の重心位置が演算され、また重心位置の運動が演算される。

【0026】

骨測定ユニット14は、図1に示す例において、超音波の送受波により骨の評価を行うユニットである。被検者の足が足台15に載せられ、足の踵が一对の振動子22, 24によって挟まれる。その状態で、一方の振動子22から超音波が送波され、その超音波は足特に踵骨を通過して、他方の振動子24によって受波される。それにより得られた受信信号を解析することにより(例えば音速や減衰などを演算することにより)、骨の評価が行われる。

【0027】

演算部16は、この図1に示す例において、コンピュータによって構成され、この演算部16において各ユニット12, 14の制御が行われており、また各ユニット12, 14から出力された信号に基づいて運動能力評価値及び骨評価値が演算され、更にそれらの評

10

20

30

40

50

価値から骨折リスクの度合いを示す総合評価値が演算されている。図 1 に示すシステム構成例においては、運動測定ユニット 1 2 と骨測定ユニット 1 4 とが別体が構成されているが、後に図 3 を用いて説明するように、それらを一体化させることも可能である。

【 0 0 2 8 】

図 2 には、図 1 に示した骨折リスク評価システムの具体的な構成例がブロック図として示されている。

【 0 0 2 9 】

運動測定ユニット 1 2 は、図 1 に示した踏台 1 3 の各頂部付近に設けられた 3 つのセンサ 1 8 を有する。各センサ 1 8 はそれぞれ荷重センサである。各センサ 1 8 からの信号が重心演算部 2 0 に入力されている。重心演算部 2 0 は各センサの信号に基づいて被検者の重心位置を演算する。その手法は公知である。重心位置を表す信号が運動測定ユニット 1 2 から演算ユニット 1 6 へ出力される。

10

【 0 0 3 0 】

一方、骨測定ユニット 1 4 は、上述したように一対の振動子 2 2 , 2 4 を有している。各振動子 2 2 , 2 4 は単振動子あるいはアレイ振動子としての超音波振動子である。一対の振動子 2 2 , 2 4 によって足の踵部位 (符号 2 6 参照) が挟まれ、その状態において超音波 2 3 が送受波される。各振動子 2 2 , 2 4 の送波面あるいは受波面には音響整合を図るためのカップリング部材などを設けるのが望ましい。あるいは足を水槽内に浸漬させ、その状態において超音波の送受波を行うようにしてもよい。送受信部 2 8 は、振動子 2 2 に対して送信信号を供給し、また、振動子 2 4 から出力される受信信号を入力する。その受信信号に対して所定の処理が行われた後、その処理後の受信信号が演算ユニット 1 6 へ出力される。

20

【 0 0 3 1 】

演算ユニット 1 6 は複数の機能を具備しており、各機能は CPU によって実行されるプログラムによって実現される。もちろん、一部の機能を専用のハードウェアにより実現するようにしてもよい。また、運動計測ユニット 1 2 、骨計測ユニット 1 4 及び演算ユニット 1 6 を構造的に一体化した装置として構成することも可能である。

【 0 0 3 2 】

運動能力評価部 3 0 は、運動測定ユニット 1 2 から出力される信号すなわち重心位置を表す検出信号を入力し、その信号に基づいて重心位置の運動の軌跡を求める。例えば一定時間内において二次元座標系上に重心位置の軌跡を描く処理が実行される。そして、運動能力評価部 3 0 はその軌跡によって描かれる図形の面積あるいは軌跡の長さなどを参照し、それに基づいて被検者についてのふらつき度合いを表す運動能力評価値 E 1 を演算する。その際、後に詳述するように、記憶部 3 6 に設けられた運動能力評価値データベースが参照される。

30

【 0 0 3 3 】

骨評価部 3 2 は、骨測定ユニット 1 4 から出力された信号を入力し、その信号に基づいて音速あるいは減衰などを演算することにより、骨の性状を表す性状骨評価値 E 2 を演算する。その場合には、詳述するように、記憶部 3 6 に設けられた骨性状評価値データベースが参照される。

40

【 0 0 3 4 】

総合評価部 3 4 は、運動能力評価値 E 1 と骨性状評価値 E 2 とに基づいて、被検者についての骨折リスクの度合いを表す総合評価値 E を演算する。例えば運動能力評価値 E 1 と骨性状評価値 E 2 とに対する重み付け加算処理によって総合評価値 E が求められる。その総合評価値 E は表示部 3 8 に数値又はグラフとして表示される。

【 0 0 3 5 】

演算ユニット 1 6 は、キーボードなどによって構成される入力部 4 0 を備えており、入力部 4 0 を利用してデータ入力や条件設定などを行える。制御部 4 2 は、骨折リスク評価システムの全体的な動作の制御を行っている。

【 0 0 3 6 】

50

ここで、総合評価値の演算方法の好適な例について以下に説明する。本実施形態においては、上述したように記憶部36上に運動能力評価値データベース及び骨性状評価値データベースが具備されている。運動能力評価値データベースは、性別及び年齢の組み合わせごとに登録された運動能力評価値の平均値（標準値）及び標準偏差値（SD値）を有する。同様に、骨性状評価値データベースは、性別及び年齢の組み合わせごとに登録された骨評価値の平均値（標準値）と標準偏差値（SD値）を有する。

【0037】

運動能力評価部30は、上述したように、重心運動の解析を行ってその解析結果として運動能力評価値を求めているが、解析結果すなわち実測値そのものを運動能力評価値E1としているのではなく、実測値を同一性別及び同一年齢の平均値と比較演算し、その結果を運動能力評価値E1としている。その場合においては、平均値からのプラス方向及びマイナス方向の差がSD値を単位として表現される。この場合、この例では、ふらつき難さすなわち転倒確率が低い方が正側とされており、ふらつき易さすなわち転倒確率が高い方が負側とされている。それらの関係を逆転させてもよいが、後の重み付け加算で適正な結果が得られるように符号操作を行うのが望ましい。

10

【0038】

例えば、重心動揺に関する実測値が同一条件における平均値からの差として $-1.7SD$ として表され、それが運動評価値E1とされる。

【0039】

一方、骨評価部32においても、上記の運動能力評価部30と同様の演算を実行している。すなわち骨性状評価結果としてある実測値が求められた場合、同一性別かつ同一年齢の平均値が骨評価データベースから読み出され、その平均値と実測値とが比較される。そしてその比較された結果としてつまり差分量として標準偏差（SD値）を単位とした値が求められる。例えば、骨評価値E2として $+1.2SD$ と表現される。なお、E1が $-1.7SD$ で、E2が $+1.2SD$ の場合、骨の量は標準よりもやや大きい、運動能力面では標準よりも劣っていると推察される。

20

【0040】

総合評価部34は、例えば以下のような計算を実行することにより、総合評価値Eを求めている。なお、 w_i は重み値である。

【0041】

$$E = w_1 \cdot E_1 + (1 - w_1) \cdot E_2 + \dots \quad (1)$$

30

【0042】

すなわち、それぞれの評価値に対する重み付け加算によって総合評価値Eが求められている。

【0043】

重み w_i は例えば年齢などに応じて可変設定するのが望ましく、その場合においては $w_i = f(\text{性別}, \text{年齢})$ の関数を記憶部36上に登録しておけばよい。上記の例においては、 $w_1 = 0.5$ とした場合、相加平均となり、 $0.5 \{ (-1.7) + (+1.2) \} = (-0.25)$ となる。本実施形態では、正側が骨折の危険度が小さいことを表し、負側が骨折の危険度が大きいことを表すため、この例では骨折する危険度を有すると評価されることになる。

40

【0044】

上記のような演算によれば、骨それ自体の性質あるいは構造から見た骨折リスクと被検者の運動能力面から見た転倒危険度としての骨折リスクとを総合考慮して骨折の総合的なリスクを評価できるという利点がある。したがって、特に年齢が高い層における集団検診などにおいて有益な情報を提供できるという利点がある。上記の演算式はもちろん一例であって、骨それ自体及び被検体の運動能力の両面を考慮して骨折リスクを評価できる限りにおいて各種の演算式を採用することが可能である。なお、上記実施形態においては、データベースに登録された標準値との比較において評価値を求めているので、より客観的な相対評価を行えるという利点がある。もちろん、年齢や性別を考慮しないで絶対的な評価

50

値を求めるようにしてもよい。

【 0 0 4 5 】

次に、図 3 及び図 4 を用いて第 2 実施形態について説明する。なお、図 1 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 4 6 】

図 3 に示す骨折リスク評価システムは運動測定ユニット 1 2 と骨測定ユニット 4 5 とが構造的に一体化されて測定部 4 4 が構成されている。符号 1 6 A は図 1 に示した実施形態と同様の演算ユニットを示している。

【 0 0 4 7 】

運動測定ユニット 1 2 は、図 1 に示した実施形態と同様に、踏台 1 3 及び図示されていない複数のセンサを備えており、それらの構成によって重心位置及びその運動軌跡が演算される。骨測定ユニット 4 5 は、この実施形態においては、X 線を利用して骨塩量を測定するものである。2 つの支柱 4 6 , 4 8 の上部にはそれぞれボックス 5 0 , 5 2 が設けられ、それらのボックス 5 0 , 5 2 の内部にはそれぞれ X 線発生器及び X 線検出器が設けられている。

【 0 0 4 8 】

図 4 には、図 3 に示した実施形態の構成がブロック図として示されている。上述したように、骨測定ユニット 4 5 は、符号 5 8 によって示される被検者の両側に配置された X 線発生器 5 4 と X 線検出器 5 6 とを有している。ここで被検者 5 8 における測定部位としては各種のものをあげることができるが、本実施形態においては大腿部に対して X 線の測定が行われている。X 線コントローラ 6 0 は X 線の発生及び検出を制御するユニットとして機能する。X 線の検出信号は X 線コントローラ 6 0 から演算ユニット 1 6 A における骨評価部 3 2 A へ出力されている。骨評価部 3 2 A はこの構成例において公知の D X A 法に基づいて骨塩量あるいは骨塩量密度 (B M D) を演算する機能を有する。つまりそれが実測値として求められ、その実測値を上述同様にデータベース上の平均値と比較することによって骨評価値 E 2 が演算されている。それ以外の構成については図 1 に示した実施形態と同様である。

【 0 0 4 9 】

この図 3 及び図 4 に示した構成例によれば、骨性状の測定と重心運動の測定とを同時に行うことができるので測定時間を短縮化できるという利点がある。すなわち、図 1 等に示した実施形態においては重心運動の測定と骨性状の測定とを別々に行う必要があったが、この図 3 及び図 4 に示した実施形態においてはそれらの測定を同時に行うことが可能である。もちろん、必要に応じてそれらの測定を順次行うようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

次に、図 5 及び図 6 を用いて第 3 実施形態について説明する。なお、上述した各実施形態と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

この第 3 実施形態においては、運動測定ユニット 6 2 が、被検者 6 3 に装着される装着ユニット (可搬ユニット) 6 4 と、その装着ユニット 6 4 との間で通信を行う固定ユニット 6 6 とで構成されている。ちなみに、装着ユニット 6 4 は例えばベルト 6 5 などの部材によって被検者 6 3 に固定される。その固定部位は腰等が好適であるが、それ以外の部位であってもよい。

【 0 0 5 2 】

図 6 には、図 5 に示した骨折リスク評価システムの全体構成がブロック図として示されている。

【 0 0 5 3 】

運動測定ユニット 6 2 は、上述したように、装着ユニット 6 4 と固定ユニット 6 6 とで構成される。装着ユニット 6 4 は運動センサ 6 8 及び通信部 7 0 を備えている。一方、固定ユニット 6 6 は、通信部 7 2 及び運動演算部 7 4 を備えている。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

運動センサ 68 は、地磁気センサ、加速度センサ、などの被検者の運動を計測することが可能なセンサによって構成される。地磁気センサを利用する場合、例えば 2 軸型あるいは 3 軸型のセンサを用いるのが望ましい。通信部 70 と通信部 72 との間においては、赤外線、電波等の方式によってデータの送受信が行われる。固定ユニット 66 は演算ユニット 16 としてのコンピュータにケーブルを介して接続されたユニットとして構成され、あるいは、当該コンピュータにおけるスロットに差し込まれるカードとして構成される。運動演算部 74 は、運動センサ 68 から出力される信号に基づいて装着ユニット 64 が装着された部位の運動を検出し、その運動の軌跡を二次元座標上に描く処理を実行する。もちろん、そのような処理は演算ユニット 16 側において遂行させるようにしてもよい。

【0055】

10

運動能力評価部 30A は、装着部位の運動の軌跡についての面積あるいは長さを演算することにより、実測値としての評価結果を求める。そして、その実測値をデータベース上に登録された平均値と比較することによって上記同様に運動能力評価値 E1 が演算されている。それ以外の構成については、図 1 等に示した実施形態と同様である。

【0056】

図 5 及び図 6 に示した実施形態によれば、被検者についてのふらつき度合いあるいは転倒の確率を簡便に計測できるという利点がある。骨性状の測定時においては、例えば被検者を椅子に腰掛けさせて踵を計測対象として骨評価が実行されるが、その前あるいは後において被検者の所定部位に装着ユニットを装着して起立した静止状態を維持させ、あるいは所定の運動を行わせて、その際における装着部位の運動を評価することにより、被検者についてのふらつき程度をすなわち運動能力を評価することができる。例えば、ある程度の長い期間に渡って運動能力を評価したいような場合には図 5 及び図 6 に示した実施形態を採用するのが望ましい。なお、装着ユニット内にデータを蓄積する機能を搭載し、固定ユニットと装着ユニットが近接した状態が形成された時に、蓄積されたデータの転送を行うようにしてもよい。

20

【0057】

以上示した各実施形態によれば、既に説明したように、被検者における骨それ自体の性状の評価結果と被検者の運動能力面からの転倒の確率という面での評価結果とを総合評価して骨折のリスクを評価できるという利点がある。したがって、それら単独の評価結果では必ずしも骨折リスクを適正に評価できない場合においても、多面的あるいは複眼的な評価を行うことにより骨折の危険度を適正に評価できるという利点がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図 1】本発明に係る第 1 実施形態の斜視図である。

【図 2】第 1 実施形態のブロック図である。

【図 3】第 2 実施形態の斜視図である。

【図 4】第 2 実施形態のブロック図である。

【図 5】第 3 実施形態の斜視図である。

【図 6】第 3 実施形態のブロック図である。

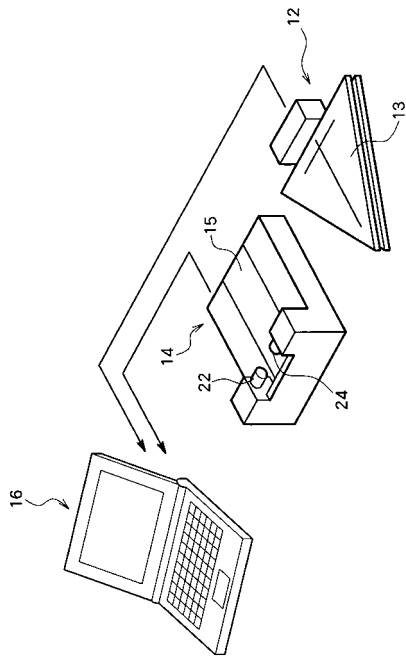
【符号の説明】

40

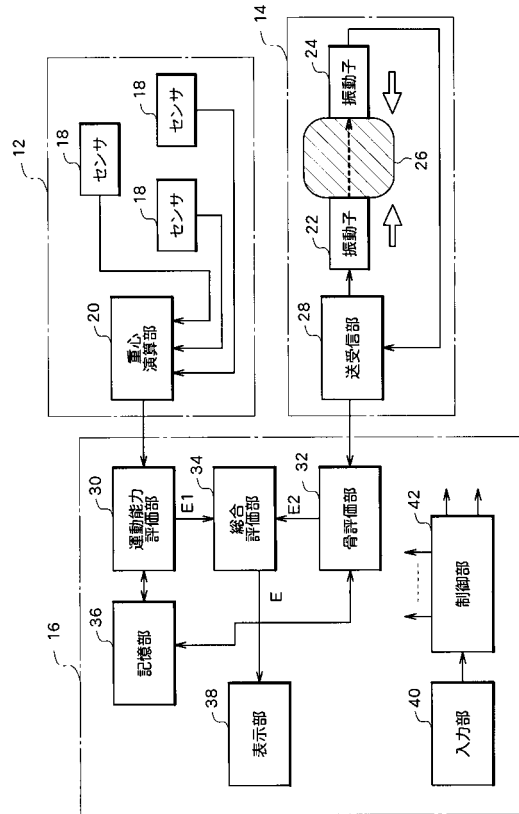
【0059】

12 運動測定ユニット、14 骨測定ユニット、16 演算ユニット、30 運動能力評価部、32 骨評価部、34 総合評価部。

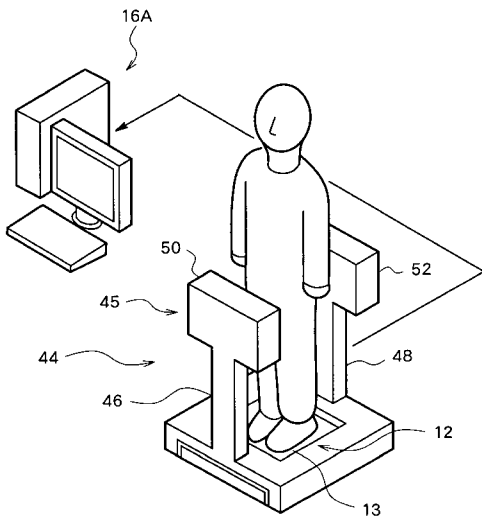
【図1】



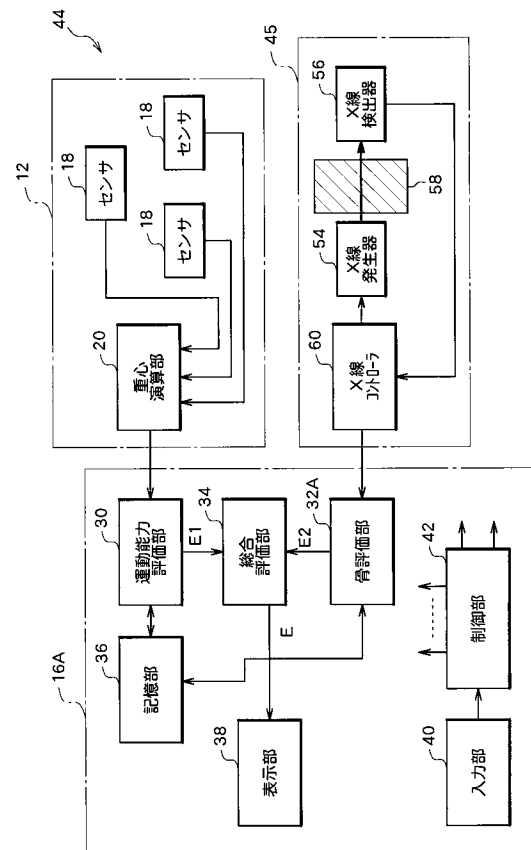
【図2】



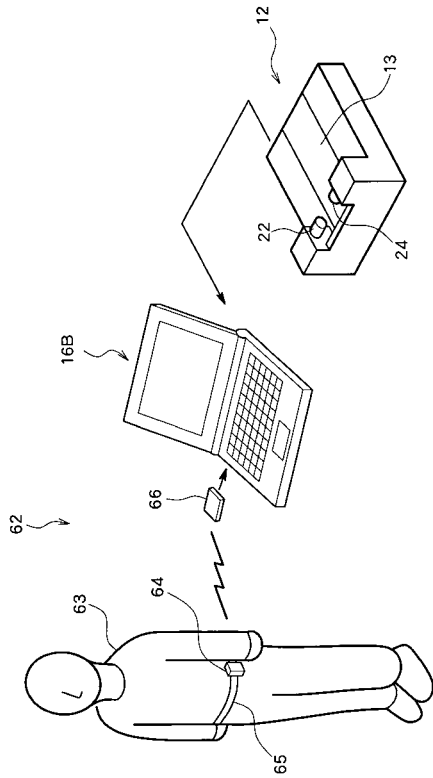
【図3】



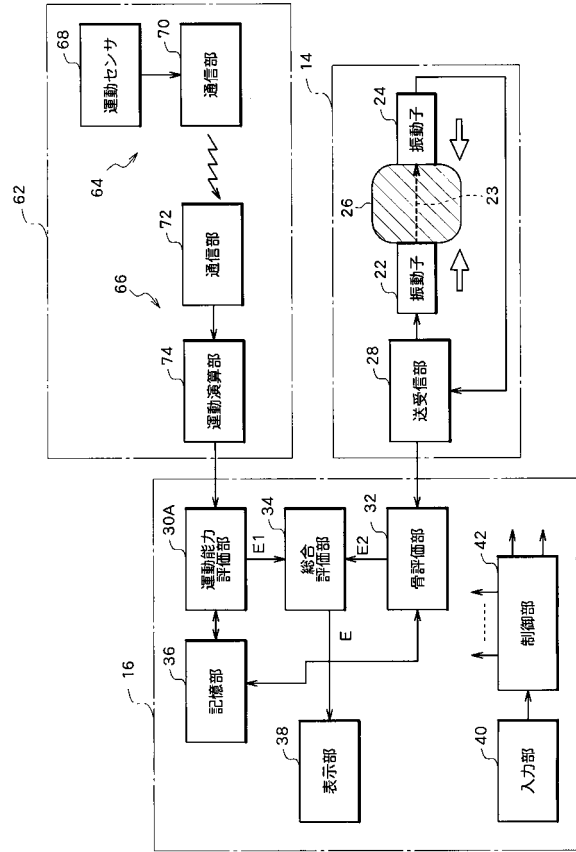
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06 - 022960 (JP, A)
特開2004 - 344433 (JP, A)
特開2003 - 199728 (JP, A)
今本喜久子 他, 高齢者の転倒・骨折発生に関わる身体的リスク要因-骨指標, 下肢筋力および重心動揺の経時的変化-, 滋賀医科大学看護学ジャーナル, 日本, 2005年 2月20日, Vol. 3, No.1, pages 13-19, URL, http://www.shiga-med.ac.jp/education/ejournal/kango_vol_3/013-019.pdf

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08
A61B 5/11

专利名称(译)	断裂风险评估系统		
公开(公告)号	JP4806561B2	公开(公告)日	2011-11-02
申请号	JP2005317975	申请日	2005-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	大友直樹		
发明人	大友 直樹		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/11		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/10.310.B A61B5/11.210		
F-TERM分类号	4C038/VA11 4C038/VB15 4C038/VC20 4C601/DD10 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/JB45		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2007125074A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：全面评估骨折的风险。ZSOLUTION：在运动测量单元12中，针对步骤上的对象测量质心位置的的运动。在骨测量单元14中，通过使用超声波等来测量骨的特性。运动能力评估部分30获得指示对象的不稳定程度或骨折概率的运动能力评估值E1，并且骨骼评估部分32获得指示骨骼的属性的骨骼评估值E2。一般评估部分34通过对评估值E1和E2加权相加处理等来获得一般评估值E。当计算各个评估值E1和E2时，参考在数据库中登记的平均值和标准偏差。Z

【图4】

